

(19) RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

(11) N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 622 714

(21) N° d'enregistrement national :

87 15244

(51) Int Cl^a : G 06 F 15/70, 15/42; H 04 N 5/32; A 61 B 6/12.

(12)

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

(22) Date de dépôt : 29 octobre 1987.

(30) Priorité :

(43) Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 18 du 5 mai 1989.

(60) Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

(71) Demandeur(s) : GOMOT Pierre-Alain. — FR.

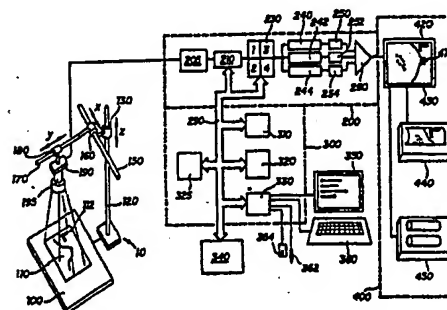
(72) Inventeur(s) : Pierre-Alain Goumot.

(73) Titulaire(s) :

(74) Mandataire(s) : Cabinet Michel Moinas.

(54) Procédé d'analyse de mammographie.

(57) Procédé d'analyse de mammographie consistant à dispo-
ser la mammographie sur un banc de prise de vue vidéo 10; à
effectuer sur la caméra vidéo 190 des réglages préliminaires; à
mémoriser par des moyens électroniques 200 et informatiques
300, 340 l'image de cette mammographie prise par la caméra
sous forme d'une série de signaux électriques $D(x,y)$ chacun
représentatif de l'intensité lumineuse en un point de l'image; à
modifier ces signaux par les moyens informatiques pour cali-
brer cette image en échelle, luminosité et contraste selon un
standard mémorisé; et à présenter sur un écran de visualisa-
tion 430 la reconstitution de l'image brute et de l'image
standardisée.



FR 2 622 714 - A1

PROCEDE D'ANALYSE DE MAMMOGRAPHIE

La présente invention est relative à un procédé d'analyse de radiographie de l'organe mammaire féminin ou mammographie. Ces mammographies sont utilisées en complément de la palpation pour détecter les signes précurseurs de maladies tel que le cancer. Ces mammographies sont généralement réalisées en disposant l'organe transversalement entre une source de rayons X et une plaque photosensible. Les rayons X atténués lors de leur passage au travers de l'organe forment sur la plaque une image de l'organe vu en coupe. Cette plaque est ensuite développée chimiquement par passage dans un bain révélateur et un bain de fixation pour donner une mammographie sous la forme d'un film négatif en noir et blanc que l'on observe en la plaçant devant une lumière.

La qualité de ces mammographies dépend d'une part de facteurs techniques : la focalisation des rayons X ou la qualité des produits chimiques par exemple, d'autre part de facteurs physiologiques tel que le fait que la femme soit ou non dans une période prémenstruelle ce qui gorgé plus ou moins d'eau ses organes mammaires. L'expérience professionnelle du radiologiste lui permet de compenser dans une certaine mesure ces variations de qualité et de se faire une opinion dans de nombreux cas. Par contre, lors de recherches de signes précurseurs très discrets tels que des microcalcifications cheminant dans des canaux galactophoriques témoignant de l'apparition d'un cancer, ces variations de qualité rendent le diagnostic très difficile surtout s'il faut comparer plusieurs mammographies entre elles : sein droit par

rapport au sein gauche ou clichés pris à différentes dates. De plus, il est connu que l'oeil humain ne peut discerner qu'entre une vingtaine niveaux de gris seulement, alors que la mammographie peut être analysée
5 en 256 niveaux de gris.

Il est connu en radiologie, plus particulièrement en tomographie, d'enregistrer les clichés par des moyens informatiques afin de les corriger pour faire disparaître les zones floues créées par les
10 organes ou parties d'organes situés en dehors du plan de coupe : FR 2 536 617 par comparaison des images successives et en ne retenant en chaque point que l'amplitude vidéo la plus élevée ; ou FR 2 547 439 par utilisation de la transformée de Fourier. Ces procédés
15 n'offrent qu'un intérêt limité à la mammographie du fait que l'on ne s'intéresse ici qu'à un seul organe relativement homogène et ne créant pas de zones d'ombre sur la radiographie.

La présente invention a pour but un procédé
20 d'analyse de mammographie pouvant être effectué grâce à un matériel relativement simple et peu onéreux, et permettant une détection et une mesure quantifiée de signes initialement faibles ainsi que la présentation des résultats de manière évidente. De plus, ce procédé
25 d'analyse doit favoriser l'étude de l'évolution éventuelle de la maladie dans le temps.

Ces buts sont atteints grâce à un procédé qui consiste à disposer la mammographie sur un banc de prise
30 de vue vidéo ; à effectuer sur la caméra vidéo des réglages préliminaires en position, grossissements et

luminosité ; à mémoriser par des moyens électroniques et informatiques l'image de cette mammographie prise par la caméra sous forme d'une série de signaux électriques $D(x,y)$ représentatifs de l'intensité lumineuse en chaque point de l'image ; à modifier ces signaux par les moyens informatiques pour calibrer cette image en échelle luminosité et contraste selon un standard mémorisé ; et à présenter sur un écran de visualisation et/ou sur une imprimante alternativement ou simultanément côte à côte la reconstitution de l'image brute et de l'image standardisée.

Avantageusement, l'échelle de l'image standardisée prend des valeurs discrètes.

Selon un mode préférentiel, les signaux électriques $D(x,y)$ représentant l'image sont transformés par les moyens informatiques de telle sorte que la moyenne de la luminosité et le contraste traduit par la valeur de la variance de la luminosité de l'image soient établis à des valeurs prédéterminées. Selon un autre mode, on photographie avec l'organe mammaire une mire faisant apparaître sur la mammographie deux zones d'intensité différentes qui sont traduites par la caméra vidéo en deux signaux électriques $X1$ et $Y1$, et les moyens informatiques calibrent linéairement les signaux électriques représentant l'image de telle sorte que les deux zones de la mire apparaissent avec des intensités de références $X0$ et $Y0$ respectivement.

Selon une première variante, on peut désigner aux moyens informatiques un point particulier d'une image et ces moyens présentent sur un écran de visualisation

une valeur représentative de l'intensité de cette image en ce point particulier. On peut, de même, désigner une ligne ou une colonne, et les moyens informatiques présentent sur l'écran un diagramme des valeurs représentatives de l'intensité le long de cette ligne ou colonne. On peut aussi désigner une partie de l'image, ou surface, et les moyens informatiques présentent les valeurs de la moyenne et de la variance des valeurs représentatives de l'intensité des points de l'image appartenant à la surface.

Selon une deuxième variante, les moyens informatiques remplacent chaque signal électrique représentatif de l'intensité lumineuse en un point de l'image standardisée par un signal électrique représentatif de la différence d'intensité lumineuse entre ce point et le ou les points voisins. Avantageusement, cette différence est calculée par l'opérateur de Sobel.

Selon une troisième variante, on fait comparer par les moyens informatiques deux images de mammographie d'un même organe prises à des dates différentes, puis on présente sur un écran de visualisation le résultat de la comparaison de manière alphanumérique et/ou pictographique.

Selon une dernière variante, on fait comparer par les moyens informatiques un image d'une mammographie de l'organe gauche à une image d'une mammographie de l'organe droit et on présente sur un écran de visualisation les résultats de la comparaison de manière de alphanumérique et/ou pictographique.

Suivant des dispositions préférentielles, on mémorise de manière permanente dans des moyens informatiques de mémorisation à grande capacité les signaux électriques représentatifs de l'image initiale et des images générées.

Utilement, le matériel pour la mise en oeuvre du procédé comprend une caméra vidéo montée sur un châssis permettant un déplacement selon trois axes de référence spatiale orthogonaux devant un cadre sur lequel est placée la mammographie à analyser. Cette caméra peut être munie d'un objectif zoom permettant un agrandissement initial de l'échelle de l'image de la mammographie dans un rapport compris entre 0,1 et 10.

L'invention ainsi que ses avantages seront mieux compris à la lecture de la description qui va suivre d'un mode de réalisation préféré de celle-ci faite en référence au dessin annexé dans lequel :

- la figure 1 est une vue schématique du matériel pour la mise en oeuvre du procédé
- la figure 2 est un diagramme présentant l'enchaînement des opérations constituant le procédé.

En référence à la figure 1, le matériel comprend essentiellement un banc de prises de vues vidéo 10, des moyens électroniques 200, des moyens informatiques 300 et des moyens de visualisation 400 tels qu'écran 430, imprimante sur papier 440 ou reproduction sur film photosensible 450.

Le banc de prises vidéo comprend un cadre 100, par exemple horizontal, sur lequel est disposée une

5 mammographie 110. Une caméra vidéo 190 est montée sur une
potence 120 permettant grâce à trois moteurs électriques
180, 160 et 130 un déplacement de cette caméra devant la
mammographie dans trois axes spatiaux orthogonaux entre
eux : deux parallèles au cadre 100 : x,y et le dernier z
orthogonal au cadre.

10 La caméra est munie d'un objectif zoom 195
permettant un grossissement de 1 à 8 de la mammographie
110. Cet objectif contient de plus un diaphragme
permettant de modifier à volonté l'intensité lumineuse de
l'image telle que lue par la caméra. Les signaux vidéo
généralisés par la caméra 190 sont amenés aux moyens
électroniques 200 par un câble S.

15 Les moyens électroniques 200 comprennent dans
l'ordre croissant du traitement du signal un
convertisseur analogiques/numérique 205, un micro-
processeur de transformation des niveaux de gris 210, une
mémoire d'images 230, trois branches parallèles
correspondantes aux couleurs vert, rouge et bleu
20 respectivement, chaque branche comprenant un micro-
processeur de transformation selon la couleur en série
avec un convertisseur numérique/analogique 240/250,
242/252, 244/254 ; et enfin une interface vidéo 260
regroupant les signaux relatifs aux trois couleurs
25 précédentes pour produire un signal vidéo correspondant à
l'écran de visualisation 430.

30 Des moyens informatiques 300, en l'occurrence
un microordinateur, communique avec les moyens
électroniques 200 et plus particulièrement avec le micro-
processeur 210 et la mémoire d'images 230 grâce à une

ligne omnibus 290. Ce microordinateur comprend, de
manière conventionnelle, un micro-processeur 310, une
zone de mémoire permanente (ROM) 320, une zone de mémoire
modifiable (RAM) 325 et une double interface 330 reliant
5 l'écran 350 et le clavier 360 permettant à l'utilisateur
de communiquer avec le microordinateur 300. Ce
microordinateur est aussi relié via la ligne omnibus 290
à une mémoire à grande capacité 340 qui peut être soit un
lecteur de bandes magnétiques ou un disque dur à grande
10 capacité ou un disque optique à lecture par rayon laser.

Les moyens de visualisation 400 comprennent un
écran de visualisation couleur 430 à haute résolution,
c'est-à-dire dont la définition de l'image est égale ou
supérieure à la définition de la caméra 190 et aux
15 possibilités de mémorisation des moyens électroniques.
Ces moyens comprennent en outre une imprimante 440 et un
appareil de reproduction sur film photosensible 450 qui,
indépendamment des moyens électroniques 200 et
informatiques 300, recopient points par points l'image
20 telle que présentée sur l'écran de visualisation 430 à
laquelle ils sont reliés.

Les moyens électriques 200 ont pour but
essentiel d'acquérir les signaux vidéo de la caméra ; les
numériser ; effectuer sur ces signaux des transformations
25 complexes tels que définis préalablement par le
microordinateur ; de définir le masque de l'image de
sortie, soit en agrandissant l'image initial, soit en la
réduisant pour faire apparaître à côté une autre image
mémorisée réduite et/ou ajouter des textes
30 alphanumériques ; et enfin de reconvertir les données
numériques sous forme de signaux électriques vidéo

5 acceptables par l'écran de visualisation 430. Ces opérations sont de préférence regroupées dans cette carte électronique 200 afin d'augmenter la rapidité d'exécution de ces opérations de telle sorte que toutes modifications effectuées sur la mammographie 110 appaissent de manière quasi-instantannée sur l'écran de visualisation 430.

10 Le microordinateur 300 a pour tâche essentielle de gérer l'activité des moyens électroniques 200 par initialisation puis modification éventuelle de différents paramètres qui sont régulièrement transférés à ces moyens électroniques : le gain G et le décalage K de la transformation préliminaire effectuée juste après la numérisation ; la table de transformations complexe
15 faisant associer après correction préliminaire à chaque valeur numérique $D'(x,y)$ une nouvelle valeur $D''(x,y)$ (table qui est transférée dans le micro-processeur de transformation 210) ; l'affectation dans l'une des quatre zones, où cadrans, de la mémoire images 230 des signaux électriques représentant l'image corrigée de la
20 mammographie 110 ou des signaux représentant des images de mammographie préalablement mémorisées en 340 ; le branchement ou non des trois lignes parallèles représentant une couleur ce qui résulte en une image vidéo en noir et blanc ou en couleur sur l'écran de
25 visualisation 430.

30 Le convertisseur 205 reçoit sur la ligne S un signal électrique vidéo périodique et modulé en amplitude. Chaque période décrit l'une des 512 lignes composant l'image et se caractérise par une impulsion de départ marquant le début de la ligne et une plage de 50 ms environ décrivant la brillance de chacun des 512

points composant cette ligne. Grâce à une horloge interne, ce convertisseur échantillonne ce signal et le traduit en une suite de signaux électriques binaires dont chaque paquet de huit signaux $D(x,y)$ traduit en un nombre
5 compris entre 0 et 256 la valeur de l'échantillon qui est représentatif du niveau de gris du point x de la ligne y . Cette table de 512×512 nombres $D(x,y)$ traduisant l'image, et dénomée par la suite bloc image, est stockée temporairement dans une mémoire tampon à l'intérieur du
10 micro-processeur 210.

Une correction préliminaire est ensuite effectuée dans ce micro-processeur 210 sur ce bloc image en multipliant chaque nombre $D(x,y)$ par un gain G et en ajoutant au résultat le décalage K préalablement établi
15 dans le microordinateur 300. Cette nouvelle image est désignée par $D'(x,y)$.

Puis une correction plus complexe est effectuée à partir de la table de transformations précédemment transférée. A titre d'exemple, une table de
20 transformations peut faire correspondre à chaque nombre initial $D'(x,y)$ son complément soit $[256 - D'(x,y)]$ et l'image résultante est le négatif de l'image initiale. Selon un autre exemple, la table de transformation fait que tous les nombres $D'(x,y)$ inférieurs à 60 deviennent
25 égal à 0, tous les nombres $D'(x,y)$ supérieurs à 140 deviennent égal à 256 et les nombres compris entre 60 et 140 sont multipliés par un gain de 3,2. Une telle table de transformation accentue le contraste de l'image initiale.

L'image résultante est stockée dans le cadran n° 1 de la mémoire d'images 230.

Si selon les indications préalables du microordinateur 300, seule l'une des branches, la supérieure correspondant au vert par exemple est enclenchée, alors seul un signal vidéo correspondant à un masque coloré en vert n'est produit et appliqué à l'interface vidéo 260. Si les trois branches parallèles sont simultanément enclenchées avec des tables identiques de transformations selon la couleur en 240, 242, 244, alors la combinaison de chacun des signaux vidéo analogues produits par les convertisseurs numériques/analogues 250, 252, 254, composent une image en noir et blanc dans l'interface 260. Enfin, si les tables de transformations transférées en 240, 242 et 244 sont différentes respectivement, alors les signaux vidéo analogues produits par les convertisseurs 250, 252 et 254 composent une image en couleur dans l'interface vidéo 260.

Cette interface 260 assure le multiplexage des trois signaux vidéo de couleurs différentes donc composition de l'image finale en couleur ; puis effectue les préamplifications, modulations et amplifications d'adaptation d'impédance avant d'appliquer ce signal vidéo à l'écran de visualisation 430.

Les opérations précédemment décrites sont éventuellement interrompues par le microordinateur 300 pour effectuer des tâches qui lui sont propres : mémorisation de blocs images, écriture de texte alphanumérique dans les blocs images, nouvelles

modifications des tables de transformations et, éventuellement, traitement plus approfondi sur les blocs images : comparaison, analyse statistique ou convolution réalisées à l'intérieur du microordinateur 300.

5 Le micro-processeur 310 orchestre les différents transferts de blocs images le long de la ligne omnibus 290 selon l'ordre de l'utilisateur via le clavier 360 ou selon la séquence d'opération pour l'analyse de mammographie décrite par la suite : soit transfert de
10 l'un des cadrans de la mémoire d'images 230 vers la mémoire 340 tels que lecteur de bandes magnétiques ou disque dur ou disque optique numérique pour stockage permanent ; soit transfert d'un bloc vers la mémoire modifiable 325 pour transformations élaborées, lequel
15 transfert peut être éventuellement complété par un transfert d'un second bloc image de la mémoire 340 vers la même mémoire 325 pour opération de comparaison ; soit transfert d'un bloc image de la mémoire de stockage 340
20 vers un cadran de la mémoire d'images 230 pour présentation simultanée côte-à-côte sur l'écran de visualisation 430 avec un autre bloc image.

Le matériel décrit précédemment permet plus particulièrement l'analyse quasi-automatique de mammographie selon le procédé dont le diagramme de
25 principe est présenté sur la figure 2.

A la mise en route des moyens électroniques et informatiques correspondant à la case 430, tous les paramètres concernant les moyens électroniques 200 sont établis à des valeurs neutres, c'est-à-dire : gain $G = 1$
30 et décalage $K = 0$ pour la correction préliminaire,

fonction identité pour les tables de transformations intervenant en 210, 240, 242 et 244 (fonction qui fait correspondre à un nombre initial ce même nombre comme résultat), assignement au cadran 1 de la mémoire d'images 230 du bloc image résultant, ouverture simultanée des trois branches vert, rouge et bleu et enfin établissement à des valeurs médianes de l'amplification en brillance de l'écran de visualisation 430.

La mammographie à analyser 110 est alors disposée sur le cadre 100 et l'image de cette mammographie apparaît de manière quasi-instantannée sur l'écran de visualisation 430.

On procède alors à des ajustements préliminaires sur la caméra 190 ce qui correspond à la case 500 sur la figure 2. Le microordinateur 300 fait apparaître sur l'écran de visualisation 430 un point de référence 410 situé sur la ligne médiane horizontale et décalée vers la droite. Cette caméra est déplacée dans les deux axes X et Y grâce aux moteurs électriques 180 et 160 pour faire correspondre l'extrémité du téton du sein avec le point 410 sur l'écran de visualisation.

Sur cette même mammographie apparaît une mire 112 comprenant une échelle graduée et deux zones de référence ayant des tons de gris différents. Cette mire est disposée lors de la prise de vue autant que possible toujours en un même point par rapport à l'organe pour apparaître régulièrement en une même zone sur la mammographie : par exemple le coin supérieur droit. Une seconde mire 420 située approximativement au même endroit par rapport à l'image du sein que la mire 112 sur la

mammographie 110 est générée par le microordinateur 300 sur l'écran 430.

5 On peut alors ajuster le grossissement de l'objectif zoom 195 et éventuellement la hauteur de la caméra par action sur le moteur 130 de telle sorte que les échelles des mires 112 et 420 correspondent. Ceci permet d'établir un grossissement fixe de l'image de la mammographie lors de son acquisition à une valeur standard égale à 2 par exemple.

10 Enfin, le diaphragme interne au zoom 195 est ajusté à une valeur médiane ; ou de telle sorte que les deux zones de gris différents des mires 112 et 420 apparaissent à peu près identiques sur l'écran de visualisation 420.

15 L'utilisateur indique alors au microordinateur par un message tapé au clavier 360 que les ajustements préliminaires en échelle, grossissements et luminosité sont terminés. Le microordinateur 300 procède ensuite à la sauvegarde de cette image brute en transférant le bloc
20 images du cadran 1 dans la mémoire de masse 340 (case 600 sur la figure 2).

Puis le microordinateur 300 enchaîne sur un sous-programme de standardisation correspondant à case 700 de la figure 2.

25 Après avoir transféré le bloc images du cadran 1 dans la mémoire vive 325, il analyse la séquence des nombres pour retrouver l'échelle de la mire soit une répétition régulière de nombres correspondant au blanc :

par exemple, l'échelle horizontale correspond à une
 répétition identique de blanc sur trois lignes
 successives, une échelle verticale correspond à une
 succession de blanc qui se répète toutes les cinq ou six
 5 lignes. L'ordinateur calcule ensuite le nombre de points
 ou de lignes entre chaque répétition. Si ce nombre tombe
 dans une fourchette de tolérance autour du nombre
 standard donc, que l'image est correctement agrandie,
 aucune correction n'est effectuée. Dans le cas contraire,
 10 il procède à une ré-allocation des nombres au sein de la
 table : par exemple, pour contracter l'image de 1 %, il
 abandonne un point tout 100 points, pour élargir l'image
 de 2 %, il intercale tout les 50 points un nouveau point
 calculé par interpolation linéaire entre les 2 points
 15 voisins. Puis il opère de manière analogue sur les lignes
 en retranchant ou ajoutant des lignes selon que l'image
 doit être diminuée ou agrandie verticalement.

Une correction en luminosité et contrastée est
 ensuite effectuée. Pour ce, le microordinateur calcule
 20 d'abord la densité moyenne D_{moy} ainsi que la variance de
 la densité de l'image par la formule classique :

$$D_{moy} = \frac{1}{S} \iint_S D(x,y) \, dx \, dy$$

$$D_{var} = \frac{1}{S} \iint_S \langle D_{moy} - D(x,y) \rangle^2 \, dx \, dy$$

- 15 -

donc numériquement :

$$D_{moy} = 1/262\ 144 \times \sum_{x=0}^{512} \sum_{y=0}^{512} D(x,y) \, dx \, dy$$

$$D_{var} = 1/262\ 144 \times \sum_{x=0}^{512} \sum_{y=0}^{512} \langle D(x,y) - D_{moy} \rangle^2 \, dx \, dy$$

5 Ce calcul peut aussi être effectué en établissant d'abord l'histogramme $D_h(D)$ de l'image donnant pour chaque niveau de gris D pris entre 0 et 256 le nombre de points de l'image présentant ce niveau de gris. Le calcul de D_{moy} et D_{hvar} devient

$$D_{h_{moy}} = \frac{1}{S} \int D_h(D) \, dD$$

10
$$D_{hvar} = \frac{1}{S} \int \langle D_h(D_{moy}) - D_h(D) \rangle^2 \, dD$$

donc numériquement :

$$D_{h_{moy}} = 1/256 \sum_{D=0}^{256} D_h(D) \, dD$$

$$D_{hvar} = 1/256 \sum_{D=0}^{256} \langle D_h(D_{moy}) - D_h(D) \rangle^2 \, dD$$

15 En comparant ces valeurs aux valeurs de standard D_{0moy} et D_{0var} un nouveau gain G' et décalage K' sont calculés :

- 16. -

$$G' = \frac{D\emptyset var}{Dvar} \quad \text{et} \quad K' = Dmoy - D\emptyset moy$$

$$G' = \frac{D\emptyset var}{Dhar} \quad \text{et} \quad K' = Dh moy - D\emptyset moy$$

5 L'ordinateur peut aussi effectuer la correction en luminosité en comparant les valeurs numériques X1 et Y1 correspondant respectivement aux deux zones de gris de la mire avec deux valeurs de référence X0 et Y0. Il calcule alors un nouveau gain :

$$G' = (Y0 - X0)/(Y1 - X1)$$

et un nouveau décalage :

10 $K' = X0 - (X1 \times G')$

Toutes les valeurs composant le bloc images D(x,y) sont alors recalculées selon la formule :

$$D'(x,y) = G' \times D(x,y) + K'$$

15 Ce bloc images standardisé est d'une part sauvegardé dans la mémoire de masse 340, d'autre part transféré au cadran 2 de la mémoire d'images 230 et présenté sur l'écran de visualisation 430.

20 Une fois cette standardisation effectuée, le microordinateur propose à l'utilisateur sous la forme d'un menu apparaissant sur l'écran 350 un choix parmi

différents modes d'analyses différentes (cases 800 sur la figure 2).

5 Une première option correspondant à la case 810 permet au praticien de désigner un point sur l'image de la mammographie présentée sur l'écran 430 et de faire apparaître sur ce même écran la valeur numérique $D'(x,y)$ du bloc images correspondant à ce point. Cette désignation peut être effectuée selon différents procédés connus actuellement : au travers du clavier 360, ou grâce
10 à un stylo lumineux 362 que l'on pointe contre l'écran de visualisation ou grâce à une souris 364 (c'est-à-dire une boîte comportant deux potentiomètres frottant contre une boule de caoutchouc roulant sous l'action de la main sur une surface plane). Ce dispositif permet au praticien
15 d'obtenir une mesure quantifiable en un point particulier de la mammographie et ce indépendamment des conditions de réalisation de cette mammographie : différences physiologiques de la femme ou différences de traitement chimique de la plaque photosensible ou autre perturbation.
20 Cette mesure quantifiée permet au praticien une analyse objective du cas clinique d'autant plus apprécié que son jugement peut s'émousser en fin de journée avec la fatigue.

25 Le praticien peut de même désigner une ligne x ou une colonne y et obtenir sur l'écran de visualisation un diagramme des valeurs numériques $D'(x,y)$ par rapport à cette ligne ou colonne, ce qui lui permet de repérer encore plus rapidement une anomalie par comparaison avec les points voisins. Sur l'écran peut aussi apparaître la
30 valeur de la moyenne Dx_{moy} et de la variance Dx_{var} de $D'(x,y)$ sur cette ligne ou colonne.

Le praticien peut aussi désigner une surface de l'image et obtenir sur l'écran un agrandissement contraste dans un facteur de 5 par exemple et accompagné de la valeur de la moyenne Dsmoy et de la variance Dsvar sur cette surface. La valeur de Dsvar traduit de manière quantitative le degré d'homogénéité de la surface choisie.

Dans cette option, l'appareil offre aussi un grossissement électronique de l'image dans un rapport variant de 2 à 20, ce qui correspond à insérer dans le bloc image entre chaque point puis entre chaque ligne de nouvelles valeurs calculées par approximation linéaire entre les points voisins horizontaux puis verticaux. Si cette amplification fait apparaître des zones intéressantes, le praticien peut éventuellement décider d'effectuer une seconde prise de vue de la mammographie avec un grossissement du zoom porté à un rapport de 4, voire de 8 ; puis à revenir à cette option pour remesurer les zones litigieuses. Cette dernière procédure améliore la résolution de l'image de l'écran correspondant à l'agrandissement d'une partie de la radiographie initiale.

Une deuxième option, correspondant à la case 830 sur la figure 2 est relative à un traitement numérique de l'image faisant apparaître les contours au sein de cette image. Pour ce, une nouvelle table de transformations par dérivation horizontale ou verticale, dite de Roberts, est transférée dans le microprocesseur 210. La transformation horizontale fait correspondre à chaque point (x,y) du bloc image, la dérivée en x de l'intensité lumineuse soit :

$$D''(x,y) = D'(x + 1,y) - D'(x,y)$$

ce qui revient à convoluer le bloc image avec le masque
 $H_x = [-1,1]$. Le résultat de cette convolution est ensuite
 recadrée comme suit : à un gradient fortement négatif est
 affectée une nouvelle valeur $D'(x,y) = 10$ soit un point
 sombre, à un gradient autour de la valeur nulle est
 affectée une nouvelle valeur $D'(x,y) = 128$ soit un point
 gris moyen et enfin à un gradient fortement positif est
 affecté une nouvelle valeur $D''(x,y) = 250$ soit un point
 blanc. Le bloc image résultant $D''(x,y)$ est
 successivement transféré dans la mémoire de masse 340,
 dans le cadran 3 de la mémoire d'images 230 puis
 présentée sur l'écran de visualisation 430. Suite à cette
 transformation numérique, l'intérieur d'une zone uniforme
 apparaît dans la nouvelle image en gris moyen mais son
 contour est rehaussé en une ligne blanche ou noire.

Au gré du praticien, une transformation
 verticale peut aussi être utilisée : soit une
 transformation dérivée en y de l'intensité lumineuse :

$$D''(x,y) = D'(x, y + 1) - D'(x,y)$$

ce qui revient à convoluer le bloc image avec le masque

$$H_y = \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix}.$$

Le recadrage du résultat de la dérivation peut
 aussi être effectué sur cinq niveaux ou plus de gris
 plutôt que sur trois seulement.

Compte-tenu que tout processus de dérivation d'un signal tend à accentuer le bruit présent dans ce signal, donc l'apparition de faux signaux sur la mammographie reconstituée, le praticien peut préférer la transformation dite de Sobel effectuant une moyenne des dérivées par rapport aux points environnants ; ou la transformation dite de Prewitt ou de Kirsh effectuant une moyenne pondérée des dérivées toujours par rapport aux points environnants.

La transformation horizontale de Sobel fait correspondre en chaque point une nouvelle intensité selon la formule :

$$D''_{sob}(x,y) = [D'(x + 1, y - 1) - D'(x - 1, y - 1)] + [D'(x + 1, y) - D'(x - 1, y)] + [D'(x + 1, y + 1) - D'(x - 1, y + 1)]$$

soit le masque

-1	0	1
-1	0	1
-1	0	1

La transformation horizontale de Prewitt donne :

$$D''_{pr}(x,y) = [D'(x + 1, y - 1) - D'(x - 1, y - 1)] + 2 [D'(x + 1, y) - D'(x - 1, y)] + [D'(x + 1, y + 1) - D'(x - 1, y + 1)]$$

soit le masque

-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

Le recadrage du bloc image précédent est effectué comme précédemment.

5 L'option 850 sur la figure 2 correspond à la comparaison de la mammographie avec une mammographie du même organe prise antérieurement. La machine demande d'abord à l'utilisateur de lui entrer le nom du fichier correspondant à cette mammographie antérieure. Ce fichier $D't-1(x,y)$ est d'une part transféré dans la mémoire 325 d'autre part dans le premier cadran du bloc images 230.
10 Puis le bloc images de la mammographie initiale $D't(x,y)$ est lui aussi transféré dans la mémoire vive 325. Dans cette mémoire vive, une nouvelle image est créée par soustraction point à point entre les deux images préalablement transférées :

15
$$D''(x,y) = D't-1(x,y) - D't(x,y)$$

Puis un recadrage est effectué en décalant toutes les valeurs $D''(x,y)$ d'une quantité K égale à 126 unités. Compte-tenu que les deux mammographies précédentes ont été standardisées de manière analogue, toutes les zones
20 identiques disparaissent dans la nouvelle image en une seule zone gris neutre et seules les différences sont mises en évidence par des traits clairs ou sombres. Cette nouvelle image est transférée dans le troisième cadran de la mémoire d'images 230 puis un texte
25 alphanumérique résumant les données principales des deux fichiers comparés est transféré dans le quatrième cadran. Au choix du praticien exprimé au travers du clavier 360, soit ces quatres cadrans sont réduits en un seul pour apparaître simultanément sur l'écran 430, soit ces
30 cadrans apparaissent successivement sur cet écran.

L'option 860 sur la figure 2 correspond à une démarche analogue à la précédente mais en comparant la mammographie de l'autre organe précédemment enregistré Dgau(x,y) ou Ddroit(x,y). Ce premier enregistrement est
5 d'abord inversé par rapport à la ligne médiane verticale ce qui revient à inverser l'ordre des nombres sur une même ligne. On établit ainsi une nouvelle image :

$$D''(x,y) = D'gau(x,y) - D'droit(x,y)$$

qui est ensuite recadrée d'une quantité $K = 126$ unités.

10 A la fin de chaque options 810, 830, 850 ou 860, l'utilisateur est ramené en la case 800 aux choix des diverses options. Il décide d'arrêter la session d'analyse en optant pour la proposition 900.

15 Ce procédé d'analyses n'apparaît avantageux que pour les radiologies d'organes simples, notamment ne comprenant pas d'os. Il permet en revanche la mise en évidence de signes très faibles, facilitant la prise de décision objective : dans le cas du dépistage du cancer du sein, prélèvement ou non histologique et examen
20 approfondi.

REVENDECATIONS

1. Procédé d'analyse de mammographie réalisé par impression sur un film photosensible de rayons X altérés lors de leur passage au travers d'un organe mammaire et utilisé pour la détection de signes précurseurs de maladie caractérisé en ce qu'il consiste à disposer la
5 mammographie sur un banc de prise de vue vidéo (10), à effectuer sur la caméra vidéo (190) des réglages préliminaires en position, grossissements et luminosité ; à mémoriser par des moyens électroniques (200) et
10 informatiques (300,340) l'image de cette mammographie prise par la caméra sous forme d'une série de signaux électriques ($D(x,y)$) chacun représentatif de l'intensité lumineuse en un point de l'image ; à modifier ces signaux par les moyens informatiques pour calibrer cette image en
15 échelle, luminosité et contraste selon un standard mémorisé ; et à présenter sur un écran de visualisation (430) et/ou une imprimante (440) alternativement ou simultanément côte-à-côte la reconstitution de l'image brute et de l'image standardisée.
- 20 2. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'échelle de l'image standardisée prend des valeurs discrètes.
3. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 1, caractérisé en ce que les signaux
25 électriques ($D(x,y)$) représentant l'image sont transformés en des signaux ($D'(x,y)$) de telle sorte que la moyenne de la luminosité ($D_{moy}(x,y)$) et le contraste traduit par la valeur de la variance de la luminosité

($Dvar(x,y)$) de la nouvelle image soient établis à des valeurs prédéterminées.

4. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 1 caractérisé en ce qu'il consiste à photographier avec l'organe mammaire une mire faisant apparaître sur la mammographie deux zones d'intensité différentes qui sont traduites par la caméra vidéo en deux signaux électriques $X1$ et $Y1$; à calibrer linéairement les signaux électriques ($D(x,y)$) représentant l'image de telle sorte que les deux zones de la mire apparaissent avec des intensités de références $X0$ et $Y0$ respectivement.
5. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il consiste à désigner aux moyens informatiques un point particulier (x,y) d'une image et à présenter sur un écran de visualisation une valeur représentative ($D'(x,y)$) de l'intensité de cette image en ce point particulier.
6. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il consiste à désigner aux moyens informatiques une ligne (x) ou une colonne (y) d'une image et à représenter sur l'écran de visualisation un diagramme représentant les valeurs représentatives $D'(x,y)$ de l'intensité lumineuse de cette image le long de cette ligne (x) ou de cette colonne (y).
7. Procédé d'analyse de mammographie selon la revendication 3, caractérisé en ce qu'il consiste à désigner aux moyens informatiques une surface (S) d'une image et à présenter sur l'écran de visualisation les

valeurs de la moyenne (D_{smoy}) et de la variance (D_{svar}) des valeurs ($D'(x,y)$) représentatives de l'intensité de points de l'image appartenant à la surface (S).

8. Procédé d'analyse de mammographie selon la
5 revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'il consiste à remplacer chaque signal électrique représentatif de l'intensité lumineuse en un point de l'image ($D'(x,y)$) par un signal électrique représentatif de la différence d'intensité lumineuse entre ce point et le ou les points
10 voisins.
9. Procédé d'analyse de mammographie selon la
revendication 8, caractérisé en ce qu'il consiste à
remplacer chaque signal électrique représentatif de
l'intensité lumineuse en un point de l'image ($D'(x,y)$)
15 par un signal électrique représentatif de la différence d'intensité lumineuse entre ce point et des points voisins ($D''_{sob}(x,y)$) calculée par l'opérateur de Sobel.
10. Procédé d'analyse de mammographie selon la
revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'il consiste à
20 faire comparer par les moyens informatiques deux images de mammographie d'un même organe prises à des dates différentes ($D't(x,y)$, $D't-1(x,y)$) puis à présenter sur un écran de visualisation alternativement ou
simultanément en parallèle la reconstitution de chacune
25 des deux images ainsi que le résultat de la comparaison présenté de manière alpha-numérique et/ou pictographique.
11. Procédé d'analyse de mammographie selon la
revendication 3 ou 4, caractérisé en ce qu'il consiste à
faire comparer par les moyens informatiques une image

d'une mammographie de l'organe gauche ($D'_{\text{gau}}(x,y)$) à une image d'une mammographie de l'organe droit ($D'_{\text{droit}}(x,y)$), puis à présenter sur un écran de visualisation alternativement ou simultanément en parallèle la reconstitution de chacune des deux images et les résultats de la comparaison présentée de manière alpha-numérique et/ou pictographique.

12. Procédé d'analyse de mammographie selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il consiste à mémoriser de manière permanente dans des moyens informatiques de mémorisation de grande capacité (340) les signaux électriques ($D(x,y)$), ($D'(x,y)$) et ($D''(x,y)$) représentatifs de l'image initiale et des images générées respectivement.
13. Matériel pour la mise en oeuvre du procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la caméra vidéo traduisant la mammographie en signal électrique est montée sur un châssis permettant un déplacement selon trois axes de référence spatial orthogonaux devant un cadre sur lequel est placée la mammographie à analyser.
14. Matériel pour la mise en oeuvre du procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la caméra vidéo traduisant la mammographie en signal électrique est munie d'un objectif zoom permettant un agrandissement initial de l'échelle de l'image de la mammographie dans un rapport compris entre 0,1 à 10.